

PCT/NL

10/069330
00/00586

#2

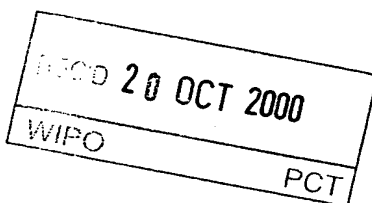
KONINKRIJK DER



NEDERLANDEN



Bureau voor de Industriële Eigendom



4

Hierbij wordt verklaard, dat in Nederland op 24 augustus 1999 onder nummer 1012897,
ten name van:

**NEDERLANDSE ORGANISATIE VOOR TOEGEPAST-
NATUURWETENSCHAPPELIJK ONDERZOEK TNO**

te Delft

een aanvraag om octrooi werd ingediend voor:

"Werkwijze voor het maken van een tandheelkundig element",

en dat de hieraan gehechte stukken overeenstemmen met de oorspronkelijk ingediende stukken.

Rijswijk, 13 augustus 2000

De Directeur van het Bureau voor de Industriële Eigendom,
voor deze,

drs. N.A. Oudhof

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

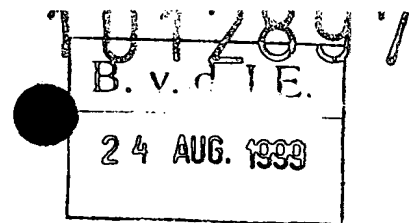
1012891

B. v. d. E.

24 AUG. 1999

UITTREKSEL

De onderhavige uitvinding heeft betrekking op een werkwijze voor het vervaardigen van een tandheelkundig element, zoals een kroon. Volgens de uitvinding wordt hierbij gebruik gemaakt van een driedimensionale druktechniek. De grote voordelen van de uitvinding zijn dat er geen mal meer nodig is, hetgeen een aanzienlijke kostenbesparing met zich meebrengt, dat een grote nauwkeurigheid bereikt wordt en dat het element van verschillende materialen kan worden gemaakt.



P49296NL00

Titel: Werkwijze voor het maken van een tandheelkundig
element

De uitvinding heeft betrekking op een werkwijze voor het maken van een tandheelkundig element en op een tandheelkundig element dat verkregen kan worden middels genoemde werkwijze.

5 Tandheelkundige elementen, zoals kronen, worden in de klinische praktijk voornamelijk toegepast voor het vervangen of corrigeren van tandstructuren. Het kan hierbij gaan om geheel of gedeeltelijk verloren gegane tanden of kiezen. Tot op heden werden materialen voor dergelijke
10 elementen met name onderzocht op technologische/fysische en chemische eigenschappen. Tegenwoordig speelt daarnaast het biologische aspect een groeiende rol.

Tandheelkundige elementen kunnen worden vervaardigd van verschillende materialen. Voorbeelden hiervan zijn
15 polymeren, metalen, combinaties van porselein en metaal, porselein en andere keramische materialen. Glazen en keramische materialen vormen een ideale groep van materialen voor tandheelkundige elementen, omdat ze hard zijn, een hoge slijtweerstand hebben, chemisch inert zijn
20 in veel milieus (biocompatibiliteit), en eenvoudig kunnen worden gevormd tot een esthetisch tandheelkundig element. Een brede toepassing van deze materialen wordt echter tegengewerkt door de inherente brosheid die dikwijls het gevolg is van beperkingen in het productieproces en van de
25 materiaalkeuze. Recente ontwikkelingen hebben tot verschillende keramische systemen geleid, zoals gesinterde keramiek, met glas geïnfiltreerd keramiek en glas-keramiek van uiteenlopende samenstellingen, die minder bros zijn.

De vervaardiging van tandheelkundige elementen is in
30 de praktijk een ingewikkelde en tijdrovende aangelegenheid. Het gaat om producten die op individuele basis worden vervaardigd, omdat de precieze vorm van het element immers

B II

voor elke tand of kies in ieder individu anders is. Conventionele technieken die zijn toegepast, maken veelal gebruik van een mal. Aangezien deze doorgaans slechts eenmalig gebruikt kan worden, zal duidelijk zijn dat deze

5 technieken zeer kostbaar zijn.

In het verleden zijn wel technieken voorgesteld waarmee het mogelijk zou zijn om het vervaardigingsproces van tandheelkundige elementen te vereenvoudigen. Zo is door Abe et al., in Int. J. Japan Soc. Prec. Eng., vol. 30, no.

10 3, 1996, blz. 278-279, voorgesteld een selectieve laser-sintering (SLS) uit te voeren met titanium. In de Europese octrooiaanvraag 0 311 214 is voorgesteld om een kroon te maken met behulp van frezen. Deze beide technieken zijn echter niet van toepassing op louter keramische materialen.

15 Vooral bij SLS treedt bovendien vaak krimp op, hetgeen de techniek ongeschikt maakt voor vervaardiging van tandheelkundige elementen. Zoals gezegd, vormen keramische materialen een ideale groep materialen voor het vervaardigen van tandheelkundige elementen, omdat ze hard,

20 zeer slijtvast en onder veel omstandigheden inert zijn.

De onderhavige uitvinding beoogt een techniek te verschaffen waarmee tandheelkundige elementen op een flexibele en efficiënte wijze kunnen worden vervaardigd. Voorts wordt beoogd dat de techniek geen gebruik maakt van

25 een mal en dat het mogelijk is om tandheelkundige elementen van polymeer, metaal of keramisch materiaal, of van combinaties daarvan te maken.

Verrassenderwijs is thans gevonden dat de gestelde doelen worden bereikt door een tandheelkundig element te

30 vervaardigen onder toepassing van een driedimensionale druktechniek.

Driedimensionale druktechnieken zijn op zich bekend. Deze zijn onder meer beschreven in de Europese octrooiaanvraag 0 431 924 en de internationale

35 octrooiaanvragen 94/19112, 97/26302 en 98/51747. Voor een beschrijving van de details van de techniek wordt verwezen

naar de genoemde documenten, welke dan ook als hierin ingelast beschouwd dienen te worden.

De werkwijze volgens de uitvinding is in beginsel geschikt om alle typen tandheelkundige elementen te vervaardigen. Voorbeelden hiervan zijn kronen, (voor- en zijtanden), inlays, overlays, deelkronen, fixaties en veneers.

Bij voorkeur wordt bij een patiënt, waarbij een tandheelkundig element vervangen/geplaatst dient te worden, eerst nauwkeurig opgemeten welke vorm het element moet hebben. Hierbij zal, indien mogelijk, dikwijls worden uitgegaan van de vorm van de tand of kies, of het gedeelte daarvan, dat aan vervanging toe is. Het heeft de voorkeur dat het opmeten kan plaatsvinden op een wijze die de patiënt zo min mogelijk ongemak bezorgt. Bijzonder geschikte technieken voor het opmeten van de vorm voor het tandheelkundige element maken gebruik van lasers. Hierbij worden in elektronische vorm gegevens verkregen over de gewenste vorm en afmetingen, die direct gevisualiseerd kunnen worden in een computer. De elektronische gegevens over de vorm en afmetingen van het tandheelkundige element worden bij voorkeur door een computer aangewend om de uitvoering van de driedimensionale druktechniek aan te sturen. Een andere geschikte methode voor het opmeten is volgens de CEREC-techniek, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Duitsland.

In de driedimensionale druktechniek wordt een geschikt materiaal achtereenvolgens in laagjes aangebracht, waarbij specifieke stappen worden genomen om ervoor te zorgen dat elk laagje slechts op bepaalde gewenste plaatsen hecht op het voorafgaande laagje. Deze specifieke stappen worden bepaald door de gewenste vorm van het tandheelkundige element en bij voorkeur aangestuurd door bovengenoemde elektronische gegevens.

Volgens de uitvinding kunnen de genoemde specifieke stappen op verschillende principes gebaseerd zijn. Twee principes hebben de voorkeur.

Volgens een eerste uitvoeringsvorm wordt gebruik
5 gemaakt van een bindmiddel. Dit bindmiddel wordt slechts op de gewenste specifieke plaatsen aangebracht op een voorafgaand laagje. Wanneer op het bindmiddel een laagje van, bijvoorbeeld, keramisch materiaal waarvan het tandheelkundige element moet worden gevormd, wordt
10 aangebracht, zal dit slechts op de gewenste plaatsen hechten. Het niet hechtende poeder, dat dus niet in contact komt met het bindmiddel, kan eenvoudig worden verwijderd.

Het bindmiddel wordt bij voorkeur op de gewenste plaatsen aangebracht met behulp van een printkop,
15 aangestuurd door de computer op basis van de gegevens verkregen bij het opmeten. Vervolgens wordt een poeder van het materiaal dat is gekozen voor de vervaardiging van het tandheelkundige element aangebracht.

Het is ook mogelijk om ondersteboven te werken en
20 een laagje bindmiddel aan de onderkant van een plaat aan te brengen en vervolgens het bindmiddel te dippen in het poeder. In deze laatste variant kunnen eenvoudig verschillende soorten poeder voor verschillende laagjes worden gebruikt. Het poeder zal in beide gevallen alleen
25 binden op plaatsen waar bindmiddel is aangebracht. Door deze stappen voldoende vaak te herhalen wordt uiteindelijk de gewenste vorm van het tandheelkundige element verkregen. Het bindmiddel kan tenslotte verwijderd worden door te sinteren.

30 Volgens een alternatief voor deze methode wordt eerst los poeder in een poederbed gelegd, en wordt vervolgens lokaal bindmiddel aangebracht om op de gewenste plaatsen binding te verkrijgen. In feite kunnen bindmiddel en poeder dus in elke volgorde worden aangebracht.

35 De ondergrond waarop wordt gewerkt, kan gevormd worden door enkele lagen los poeder, zodat het te vormen

tandheelkundige element gemakkelijk van de ondergrond los te maken is. Bij het sinteren wordt bij voorkeur een niet- hechtende ondergrond, bijvoorbeeld een metalen plaat, gebruikt.

5 Dankzij de nauwkeurigheid van de gegevens die
verkregen kunnen worden door het opmeten met behulp van een
lasertechniek, en dankzij de nauwkeurigheid waarmee een
computer, op basis van die gegevens, een printkop kan
aansturen, kunnen op zeer nauwkeurige wijze de gewenste
10 vorm en afmetingen van het tandheelkundige element
verkregen worden. Was het bij de ouderwetse technieken
nodig om een tandheelkundig element diverse malen bij te
vormen nadat het was gevormd in een mal, zo kan bij de
werkwijze volgens de uitvinding doorgaans volstaan worden
15 met een enkele keer bijvormen. Afhankelijk van het
materiaal dat is gekozen voor het tandheelkundige element,
kan dit bijvormen gedaan worden door te slijpen, vijlen,
polijsten, schuren, stralen of door gebruik te maken van
een kogelbed (een trillende bak met abrasieve kogels).

20 Het bindmiddel dat gebruikt wordt in een werkwijze
volgens de uitvinding dient oplosbaar te zijn in een
geschikt oplosmiddel tot een oplossing met een viscositeit
van 1-4 mPas, bij voorkeur circa 3 mPas, en een
beladingsgraad van 3-10 gew.%. Aldus heeft het bindmiddel
25 bij voorkeur een relatief laag molecuulgewicht. Voorbeelden
van geschikte bindmiddelen zijn colloïdale silica,
polyvinylacetaat (PVA), zetmeellijmen, acrylaten,
polyvinylalcohol, polyethyleenoxide (PEO),
ethyleenvinylacetaat (EVA) en derivaten daarvan.

30 In het bindmiddel zal veelal een kleurstof worden
toegepast. Geschikte kleurstoffen zijn doorgaans gebaseerd
op anorganische pigmenten met een hoog gehalte aan SiO_2 ,
waardoor ze hittebestendig zijn. Deze stoffen zijn op zich
bekend en bijvoorbeeld commercieel verkrijgbaar bij Carmen,
35 Esprident GmbH, Ispringen, Duitsland of VITA Zahnfabrik H.
Rauter GmbH & co., Bad Zäckinggen, Duitsland. Kleurstoffen

worden, afhankelijk van de gewenste tandkleur, bij voorkeur gebruikt in hoeveelheden tot 10 gew.%, betrokken op het gewicht van het poeder.

5 Dit bindmiddel kan, zoals gezegd, met een printkop op een geschikte ondergrond worden aangebracht. De printkop wordt aangestuurd door een computer op basis van de gegevens die zijn verkregen bij het aanmeten van het tandheelkundige element bij een patiënt. Voorbeelden van geschikte printkoppen zijn bijvoorbeeld inkjetkoppen van
10 het continue of van het drop-on-demand type. De printkop heeft bij voorkeur een spuitmond met een diameter tussen 10 en 100 μm , bij bijzondere voorkeur tussen 25 en 75 μm en een lengte tussen 50 en 150 μm .

Het poeder dat gebruikt wordt, wordt gekozen aan de
15 hand van het materiaal waarvan het tandheelkundige element uiteindelijk gemaakt dient te zijn. Het poeder kan zowel in droge vorm als in gedispergeerde vorm worden gebruikt. Dispersies worden bij voorkeur bereid in water of een waterige oplossing. Daarnaast kunnen sommige organische
20 oplosmiddelen, zoals isopropanol, worden gebruikt. De vakman zal op basis van zijn normale kennis een geschikt oplosmiddel kunnen kiezen. Afhankelijk van de deeltjesgrootte van het poeder kan het gewenst zijn om een colloïdale oplossing van het poeder te bereiden,
25 bijvoorbeeld door toevoeging van een base, zout en/of surfactant.

Volgens de uitvinding kunnen verschillende soorten materialen, met name zowel keramische materialen als metalen, worden toegepast. Om het materiaal goed te kunnen
30 aanbrengen op het bindmiddel, is het materiaal bij voorkeur in poedervorm. Hierbij geldt dat een fijner poeder leidt tot een grotere nauwkeurigheid bij het bereiken van de gewenste vorm van het tandheelkundige element. Bij voorkeur heeft het poeder een gemiddelde deeltjesgrootte (diameter)
35 tussen 1 nm en 2 μm , bij bijzondere voorkeur kleiner dan 50 nm, nog liever tussen 10 nm en 25 nm. De

deeltjesgrootteverdeling is bij voorkeur smal. Het voordeel hiervan is dat de sintering kort en bij relatief lage temperatuur kan worden uitgevoerd. Gevonden is dat de genoemde deeltjesgrootte een positief effect heeft op de vorm en sinterbaarheid van het te vormen tandheelkundig element.

Het poeder kan van elk materiaal zijn dat gebruikelijkerwijs wordt toegepast voor het vormen van tandheelkundige elementen. Hiervoor zijn met name metalen en keramische materialen en combinaties daarvan geschikt.

Wanneer een keramisch materiaal wordt gebruikt ter vorming van het tandheelkundige element, wordt dit bij voorkeur gekozen uit de groep van SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO , Ba_2O , CrO_2 , TiO_2 , BaO , CeO_2 , La_2O_3 , MgO , ZnO , Li_2O en combinaties daarvan. Eventueel kunnen keramische samenstellingen nog F of P_2O_5 bevatten. Bijzonder geschikte keramische materialen zijn de commercieel verkrijgbare samenstellingen Vitadur[®], IPS Empress[®], Dicor[®], IPS Empress II[®], Cerestone[®], CerePearl[®] en In-Ceram[®].

Wanneer een metaal wordt gebruikt ter vorming van het tandheelkundige element, wordt dit bij voorkeur gekozen uit de groep van legeringen van goud, platina, palladium, nikkel, chroom, ijzer, aluminium, molybdeen, beryllium, koper, magnesium, kobalt en tin. Eventueel kan een dergelijke legering silicium bevatten. Voor een beschrijving van geschikte legeringen wordt verwezen naar J.P. Moffa, Alternatives to Gold Alloys in Dentistry, DHEW Publication N. (NIH), 77-1227.

Desgewenst kan er een smeermiddel aan het poeder worden toegevoegd om het aanbrengen in laagjes van het poeder te vergemakkelijken. Voorbeelden van geschikte smeermiddelen zijn stearinezuur of afgeleide stearaten, zoals zink- of calciumstearaat. Een smeermiddel wordt bij voorkeur toegepast in een hoeveelheid van 1-2 gew.%, betrokken op het gewicht van het poeder.

Zoals gezegd, wordt bij voorkeur afwisselend een laagje bindmiddel aangebracht en een laagje poeder daarop aangebracht. De dikte van de laagjes poeder ligt bij voorkeur tussen 0,03 en 0,3 mm, hetgeen de

5 oppervlaktekwaliteit bij geringe hoogtecontourverschillen van de laagjes ten goede komt. De hoeveelheid bindmiddel per oppervlakte-eenheid poeder komt redelijk nauw, maar kan eenvoudig door een vakman worden aangepast aan de aard van het gebruikte bindmiddel en poeder. Doorgaans zal de

10 hoeveelheid bindmiddel liggen tussen 0,005 en 0,3 gram per vierkante centimeter poeder. Aldus wordt laagje voor laagje het gewenste tandheelkundige element opgebouwd.

Wanneer het laatste laagje is aangebracht, wordt overtollig poeder, dat niet is gebonden verwijderd. Dit kan

15 worden gedaan door het gehele poederbed uit te nemen, op zijn kop te draaien en licht te schudden. Restjes kunnen worden verwijderd door te blazen, bijvoorbeeld met perslucht. Daarna kunnen de poederdeeltjes aan elkaar gebonden worden door te sinteren. Bij voorkeur wordt

20 voorafgaand aan de sintering een "debinding" stap uitgevoerd, zodat krimp voorkomen wordt. Hiermee wordt een behandeling ter verwijdering van het bindmiddel bedoeld. Debinding kan worden uitgevoerd met behulp van warmte of een geschikt oplosmiddel, zoals hexaan. Omdat de meeste

25 bindmiddelen een relatief complexe samenstelling hebben, vindt debinding bij voorkeur plaats door te verwarmen met behulp van een temperatuurtraject (bijvoorbeeld van 20-500°C). Een dergelijk verwarmingstraject kan eenvoudig worden gekoppeld aan een sinterstap.

30 De duur en temperatuur waarbij wordt gesinterd zal afhangen van de aard van het gebruikte bindmiddel en het poeder. Doorgaans zal de duur van het sinteren tussen 10 minuten en 3 uur bedragen, terwijl de temperatuur gewoonlijk tussen 400 en 800°C zal liggen. Het kan

35 voorkomen dat ondanks alle voorzorgen tijdens het sinteren enige krimp optreedt. Hiervoor is echter prima te

compenseren bij het aanbrengen van de laagjes bindmiddel en poeder.

Na de sintering wordt het verkregen product bij voorkeur geïnfiltreerd, zodat een tweede fase in het product wordt gebracht. Hiermee wordt de porositeit van het product aanzienlijk verlaagd. De infiltratie kan bijvoorbeeld in een oven worden uitgevoerd, waarbij het infiltratiemateriaal tegen het tandheelkundige element wordt aangelegd. Het infiltratiemateriaal smelt bij lagere temperatuur dan het materiaal van het element. Door capillaire werking wordt het vloeibare infiltratiemateriaal als het ware naar binnen gezogen. Deze stap duurt relatief kort en geeft het tandheelkundige element de gewenste eigenschappen. Een geschikt materiaal hiervoor is bijvoorbeeld glas-keramiek of een polymeer. Bij voorkeur wordt een materiaal gebruikt dat is goedgekeurd voor gebruik in tandheelkundige elementen, als beschreven in de standaard ADA nr. 15 ANSY MD156.15-1962, die hierin als ingelast dient te worden beschouwd.

Volgens een tweede uitvoeringsvorm van een driedimensionale druktechniek wordt gebruik gemaakt van een selectieve uitharding. Het tandheelkundige element wordt opgebouwd uit laagjes, ditmaal van een specifiek uithardbaar materiaal, waarbij elk laagje hecht op de gewenste plaatsen van het voorafgaande laagje door het materiaal alleen op de gewenste plaatsen te laten uitharden. Het niet uitgeharde materiaal zal niet hechten op het voorafgaande laagje en kan eenvoudig verwijderd worden.

Het uithardbaar materiaal is bij voorkeur een nanomeer materiaal, als beschreven in WO-A-98/51747. Een dergelijk materiaal bestaat uit nanomere, anorganische vaste stofdeeltjes met polymeriseerbare en/of polycondenseerbare, organische groepen aan hun oppervlak. Het heeft de voorkeur dat dit materiaal wordt aangebracht in de vorm van een vloeibare massa, bijvoorbeeld een

dispersie van het materiaal in water of een organisch oplosmiddel. Onder nanomere, anorganische vaste stofdeeltjes worden deeltjes verstaan met een gemiddelde deeltjesgrootte (diameter) van minder dan 200 nm, bij voorkeur minder dan 100 nm. Bijzonder geschikt zijn deeltjes met een gemiddelde diameter van 5-50 nm gebleken.

De nanomere, anorganische vaste stofdeeltjes kunnen uit verschillende materialen bestaan, doch het heeft de voorkeur dat ze een metaal of metaalverbinding omvatten. Voorbeelden van geschikte materialen zijn onder meer ZnO, CdO, SiO₂, TiO₂, ZrO₂, CeO₂, SnO₂, Al₂O₃, In₂O₃, La₂O₃, Fe₂O₃, Cu₂O, Ta₂O₅, Nb₂O₅, V₂O₅, MoO₃, WO₃, CdS, ZnS, PbS, Ag₂S, GaSe, CdSe, ZnSe, ZnTe, CdTe, AgCl, AgBr, AgI, CuCl, CuBr, CdI₂, PbI₂, CdC₂, SiC, AlAs, GaAs, GeAs, InSb, BN, AlN, Si₃N₄, Ti₃N₄, GaP, InP, Zn₃P₂, Cd₃P₂, fosfaten, silicaten, zirkonaten, aluminaten, stannaten en overeenkomstige mengoxiden (zoals met een perowskitstructuur, bv. BaTiO₃ en PbTiO₃). De voorkeur gaat uit naar materialen die oxiden, sulfiden, seleniden of telluriden van metalen, of mengsels daarvan, omvatten. Nanomere deeltjes van SiO₂, TiO₂, ZrO₂, ZnO, Ta₂O₅, SnO₂ en Al₂O₃ (in alle vormen, in het bijzonder als böhmiet, AlO(OH)) en mengsels daarvan hebben in het bijzonder de voorkeur.

De polymeriseerbare en/of polycondenseerbare, organische groepen kunnen bij voorkeur polymeren vormen onder invloed van bestraling met een laser. Deze polymerisatie kan via elk geschikt mechanisme verlopen. Bij voorkeur is de polymerisatie fotochemisch of thermisch. Desgewenst kan er aan de vloeibare massa, in welke vorm het nanomere materiaal wordt verwerkt, een initiator worden toegevoegd. (Meth)acryl-, allyl-, vinyl-, epoxy-, hydroxy-, carboxy- en aminogroepen hebben de voorkeur, waarbij bijzondere voorkeur uitgaat naar (meth)acryl- en epoxygroepen.

Volgens de uitvinding heeft het de voorkeur dat de polymeriseerbare en/of polycondenseerbare, organische

groepen een relatief laag molecuulgewicht hebben. Bij voorkeur ligt hun molecuulgewicht onder 500, bij bijzondere voorkeur onder 200.

De bereiding van nanomere, anorganische vaste stofdeeltjes met polymeriseerbare en/of polycondenseerbare, organische groepen aan hun oppervlak is op zich bekend en is onder meer beschreven in de internationale octrooiaanvraag 98/51747.

Zoals gezegd wordt het nanomere materiaal in de vorm van een vloeibare massa in laagjes aangebracht. De vloeibare massa kan worden gevormd door een dispersie van het nanomere materiaal in water of een ander geschikt oplosmiddel te vormen. Hierbij wordt bij voorkeur gewerkt met een concentratie tussen 25 en 60 gew.% nanomeer- materiaal, betrokken op het gewicht van de dispersie. Het aanbrengen van de laagjes kan op elke geschikte wijze, zoals sproeien, strijken en dergelijke, plaatsvinden. De dikte van de laagjes ligt bij voorkeur tussen 0,025 en 0,1 mm.

Tussen het aanbrengen van de verschillende laagjes door wordt elk laagje uitgehard op specifieke, gewenste plaatsen. De elektronische gegevens die zijn verkregen door het opmeten van de vorm en afmetingen van het gewenste tandheelkundige element bij een patiënt kunnen worden gebruikt om een laser aan te sturen die nauwkeurig op de gewenste plaatsen elk laagje bestraalt zodat de gewenste uitharding optreedt en het laagje op de gewenste plaatsen aan een voorafgaand laagje hecht. Niet uitgehard materiaal kan eenvoudig worden verwijderd.

In bepaalde gevallen is het van voordeel gebleken om het tandheelkundige element te onderwerpen aan een thermische nabehandeling, zodat een volledige uitharding wordt bereikt. Aldus wordt bij voorkeur het tandheelkundige element kortstondig verwarmd tot een temperatuur tussen 60 en 150°C, bij bijzondere voorkeur tussen 80 en 130°C.

In plaats daarvan, of in aanvulling daarop wordt bij voorkeur een thermische verdichting bewerkstelligd. Daartoe wordt het tandheelkundige element verwarmd tot een temperatuur van ten minste 250°C, bij voorkeur ten minste 400°C en nog liever ten minste 500°C. Deze behandeling draagt eraan bij dat het tandheelkundige element bijzonder gunstige eigenschappen krijgt.

Wanneer op één van de hierboven beschreven wijzen het tandheelkundige element is gevormd, kan het voorkomen dat dit nog enigszins bijgevormd moet worden. Zoals al is aangegeven is het een voordeel van de uitvinding dat zeer nauwkeurig gewerkt kan worden. Het bijvormen zal daarom minder omslachtig zijn dan bij de tot op heden toegepaste technieken. Wijzen waarop het bijvormen kan worden uitgevoerd zijn onder meer slijpen, vijlen, polijsten, schuren, stralen of behandelen met een kogelbed, afhankelijk van het gekozen materiaal van het tandheelkundige element.

De uitvinding zal thans nader worden toegelicht aan de hand van de volgende voorbeelden.

Voorbeeld 1

Twee bindmiddelen werden bereid met de volgende samenstellingen:

25	A:	- polyvinylacetaat (Optapix PA 4 G)	2 gew.%
		- alcoholgehalte (ethanol)	36 gew.%
		- glycol	2 gew.%
		- water	rest
30	B:	- polyvinylacetaat (Optapix PA 4 G)	2 gew.%
		- alcoholgehalte (ethanol)	34 gew.%
		- glycol	1 gew.%
		- water	rest.

De samenstellingen werden bereid door handmatig toevoegen van de ingrediënten en roeren. Het oplossen van het polyvinylacetaat duurde 6 à 10 uur. Met behulp van het alcoholgehalte kon de oppervlaktespanning worden ingesteld (een lage oppervlaktespanning bleek gunstig).

Voorbeeld 2

Met een bindjetprinter (Z402 van de firma Z Corporation, Somerville MA USA) werden twee cilinders vervaardigd. Hierbij werd aluminapoeder (type CT 3000SG) gebruikt in combinatie met, achtereenvolgens, bindmiddel A en bindmiddel B (zie voorbeeld 1). De eigenschappen van het poeder zijn als volgt:

Tabel 1: Chemische zuiverheid (gewichts %)

Al ₂ O ₃	>= 99.7
Na ₂ O	0.09
SiO ₂	0.02
Fe ₂ O ₃	0.02
CaO	0.02
MgO	0.10

15

Fysische eigenschappen van het poeder:

- Specifieke oppervlakte energie range BET:

5.5 tot 7.5 m²/g

- Gemiddelde deeltjesgrootte (MPS) d50:

20 0.5 tot 0.7 µm Cilas 850

- Deeltjesgrootte d90:

1.0 tot 2.0 µm Cilas 850

Keramische eigenschappen van het poeder:

- Groene dichtheid: 2.22 g/cm³

25 - Gesinterde dichtheid: 3.90 g/cm³

- Krimp: 16.5%

Het aluminapoeder wordt homogeen verdeeld over het bouwplateau middels een verdeler (soort scheermes/sneeuw-schuiver/doctor blade). Vervolgens wordt de aangebrachte

30

laag los poeder gecompacteerd met een gecoate roller (teflon roller met polyesther top laag), zodat een gladde, en vlakke laag los poeder ontstaat (als geplette poedersuiker). Door deze compactiestap wordt de initiële

5 porositeit een stuk lager, wat de zgn. groene sterkte ten goede komt. De laagdikte van deze poederlaag is instelbaar en is hier op 0.0625 mm ingesteld (deze stapgrootte bepaalt de nauwkeurigheid van het volgen van de productcontouren en kan nog kleiner).

10 Nadat het gehele bouwoppervlak (circa 20x20 cm) van een nieuwe gecompacteerd poederlaag is voorzien, wordt met behulp van een binderjetprinter (Z402 van de firma Z Corp., zie ook WO-A-97/26302) lokaal op het losse poeder bindmiddel aangebracht. De locatie waar de bindersubstantie

15 geprint moet worden is tevoren softwarematig bepaald. Het bindmiddel dringt zo diep het losse poeder binnen dat de poederdeeltjes in de nieuwe laag met elkaar verbonden worden en dat tevens de nieuwe laag aan de voorgaande gehecht wordt.

20 Er is met de gebruikte cartridge en bindersubstantie een optimum in bindmiddelhoeveelheid gevonden bij 10x printen per 100 g. De hoeveelheid binder is bij gegeven laagdikte 0.0017 g/cm² per inkjetrun. Bij een 10x inkjetten is dit dus 0.017 g/cm², wat leidt tot een goede

25 consistentie van de producten (ze zijn hanteerbaar).

Door de recoating en inkjetstappen te herhalen wordt uiteindelijk het gehele product opgebouwd in de groene (= met bindmiddel) vorm.

De cilindervormige producten die geproduceerd zijn

30 hadden een diameter van 16.4 mm en een hoogte van 18 mm; de massa is 5.3 g. De experimenten zijn in drievoud uitgevoerd. De porositeit van de alumina cilinders is maximaal 45% (bij niet compacteren). Compacteren leidt tot een lagere porositeit (schatting 55 - 70%).

35 De tussenproducten zijn vervolgens gedebind en gesinterd volgens een specifiek temperatuur - tijd traject,

waarbij werd verhit met een snelheid van 120°C per uur tot een temperatuur van 1200°C. Deze temperatuur werd gedurende 120 minuten gehandhaafd, waarna werd afgekoeld tot kamertemperatuur met opnieuw een snelheid van 120°C per uur. De gesinterde producten worden vervolgens geïnfiltreerd met een glaskeramiek om de uiteindelijke sterkte en mechanische eigenschappen te verkrijgen. De verkregen eigenschappen voldoen aan de aan de tandelementen gestelde norm.

Voorbeeld 3

ZrO₂-deeltjes met een gemiddelde diameter van 10 nm wordt onder roeren en ultrasoonbehandeling gedispergeerd in isopropanol. Ter modificatie van het oppervlak van de deeltjes wordt 3,2 gew.%, betrokken op het ZrO₂ gehalte, 3-methacryloxypropyltrimethoxysilaan (MPTS) toegevoegd. De dispersie wordt gedurende 3 uur bij 50°C geroerd ter verkrijging van een gesilaniseerd oppervlak.

Vervolgens wordt 3,2 gew.%, betrokken op het ZrO₂ gehalte, tetraethyleenglycoldimethacrylaat (TEGDMA) toegevoegd en wordt gedurende 15 minuten bij 20°C geroerd. Er wordt 3 mol% Irgacure® 184 toegevoegd per mol dubbele binding. Daarna wordt het oplosmiddel gedeeltelijk verwijderd onder vacuüm.

Van het aldus verkregen materiaal wordt de uithardingsdiepte (Cd) bepaald. Een hoeveelheid van het materiaal wordt in een cilindrische vorm gebracht, welke vorm UV-straling doorlaat. Een UV-droger met een vermogen van 400 mW/cm² wordt gebruikt voor het uitharden. Het materiaal wordt blootgesteld aan straling gedurende een periode tussen 1 en 2 minuten (tot 20 UV bestralingscycli). Hierbij wordt het gebruikte vermogen gevarieerd. De resultaten van deze tunneluithardingstest worden in een SLA-machine geprogrammeerd (SAL250 van de firma 3D Systems Inc., Valencia CA USA)

Van de bovenbeschreven dispersie wordt een laagje met een dikte van 0,05 mm op een bouwoppervlak (20x20 cm) aangebracht met behulp van een strijkmes. Dit laagje wordt selectief bestraald met een HeCd laser, zodat op specifieke plaatsen een uithardingsreactie wordt geïnitieerd. Deze procedure wordt herhaald totdat een element van de gewenste vorm en afmeting verkregen is.

Tot slot wordt het element gedurende 15 minuten blootgesteld aan een hittebehandeling bij 120°C.

CONCLUSIES

1. Werkwijze voor het vervaardigen van een tandheelkundig element, waarbij een driedimensionale druktechniek wordt toegepast.
2. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij de vorm en afmetingen van het tandheelkundige element worden opgemeten bij een patiënt onder toepassing van een lasertechniek.
3. Werkwijze volgens conclusie 2, waarbij de lasertechniek gegevens over vorm en afmetingen in elektronische vorm oplevert.
4. Werkwijze volgens één van de voorafgaande conclusies, waarbij laagjes van een geschikt materiaal achtereenvolgens op elkaar worden aangebracht, waarbij maatregelen worden getroffen zodanig dat elk laagje op gewenste plaatsen aan een voorafgaand laagje hecht en overtollig, niet-hechtend materiaal wordt verwijderd.
5. Werkwijze volgens conclusie 4, waarbij het geschikte materiaal een poeder is en waarbij de hechting tussen de laagjes wordt gerealiseerd met behulp van een bindmiddel.
6. Werkwijze volgens conclusie 5, waarbij een computer wordt toegepast om, op basis van de gegevens verkregen bij het opmeten, een printkop aan te sturen die het bindmiddel op specifieke, gewenste plaatsen aanbrengt.
7. Werkwijze volgens conclusies 5 of 6, waarbij het bindmiddel wordt gekozen uit de groep van colloïdale silica, polyvinylacetaat (PVA), zetmeellijmen, acrylaten, polyvinylalcohol, polyethyleenoxide (PEO), ethyleenvinylacetaat (EVA) en derivaten daarvan.
8. Werkwijze volgens conclusies 5-7, waarbij het poeder wordt gekozen uit de groep van keramische materialen, zoals SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO , Ba_2O , CrO_2 , TiO_2 , BaO , CeO_2 , La_2O_3 , MgO , ZnO , Li_2O en combinaties daarvan, en metalen, zoals legeringen van goud, platina, palladium, nikkel, chroom, ijzer, aluminium, molybdeen, beryllium, koper,

magnesium, kobalt en tin, en combinaties van metalen en keramische materialen.

9. Werkwijze volgens conclusies 5-8, waarbij het tandheelkundige element wordt gesinterd bij een temperatuur van 400-800°C gedurende een periode tussen 10 minuten en 3 uur.

10. Werkwijze volgens conclusie 9, waarbij na het sinteren een infiltratie met glas-keramiek of een polymeer wordt uitgevoerd.

10 11. Werkwijze volgens conclusie 4, waarbij het geschikte materiaal een nanomeer materiaal is en waarbij de hechting tussen de laagjes wordt gerealiseerd door het nanomere materiaal uit te harden.

12. Werkwijze volgens conclusie 11, waarbij het nanomere materiaal bestaat uit nanomere, anorganische vaste stofdeeltjes met polymeriseerbare en/of polycondenseerbare, organische groepen aan hun oppervlak.

13. Werkwijze volgens conclusie 11 of 12, waarbij een computer wordt toegepast om, op basis van de gegevens verkregen bij het opmeten, een laser aan te sturen die het nanomere materiaal op specifieke, gewenste plaatsen uithardt door bestraling.

14. Werkwijze volgens conclusies 11-13, waarbij het tandheelkundige element wordt blootgesteld aan een thermische nabehandeling bij een temperatuur van 60 tot 150°C.

15. Werkwijze volgens conclusies 11-14, waarbij het tandheelkundige element thermisch wordt verdicht bij een temperatuur van ten minste 250°C.

16. Werkwijze volgens één van de voorafgaande conclusies, waarbij het tandheelkundige element wordt bijgevormd door te slijpen, vijlen, polijsten, schuren, stralen of behandelen met een kogelbed.

17. Tandheelkundig element verkrijgbaar middels een werkwijze volgens één van de voorafgaande conclusies.